



①9 BUNDESREPUBLIK
DEUTSCHLAND



DEUTSCHES
PATENT- UND
MARKENAMT

⑫ **Offenlegungsschrift**
⑩ **DE 198 29 981 A 1**

⑤1 Int. Cl.⁷:
G 02 B 21/00

②1 Aktenzeichen: 198 29 981.8
②2 Anmeldetag: 4. 7. 1998
④3 Offenlegungstag: 5. 1. 2000

DE 198 29 981 A 1

⑦1 Anmelder:
Carl Zeiss Jena GmbH, 07745 Jena, DE

⑦2 Erfinder:
Tille, Sebastian, Dipl.-Ing. (FH), 07743 Jena, DE;
Simon, Ulrich, Dr., 07751 Rothenstein, DE; Möhler,
Gunter, Dipl.-Ing., 07745 Jena, DE; Wilhelm, Stefan,
Dipl.-Ing., 07745 Jena, DE; Meisel, Ulrich, Dr., 07743
Jena, DE

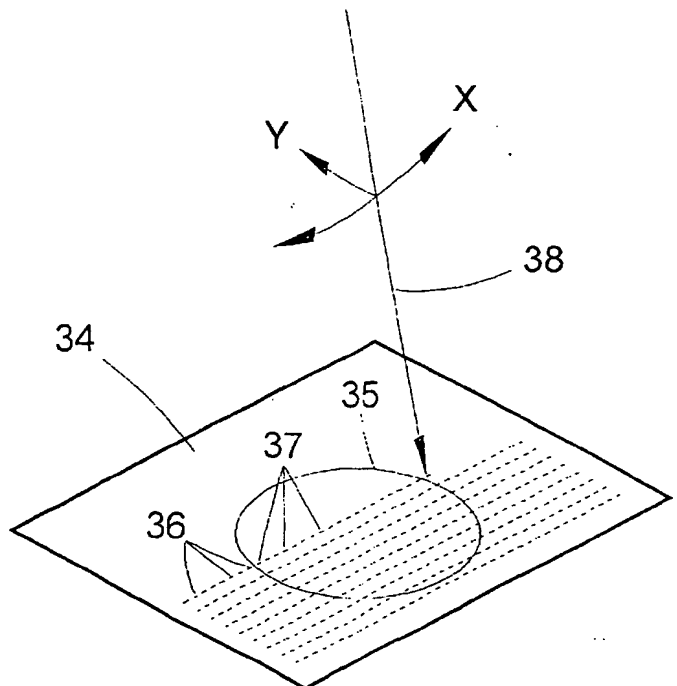
⑤6 Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht
zu ziehende Druckschriften:

DE 39 15 692 A1
EP 04 40 342 A2

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

⑤4 Verfahren und Anordnung zur konfokalen Mikroskopie

⑤7 Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur konfokalen Mikroskopie, bei dem Laserlicht in einen Mikroskopstrahlengang eingekoppelt, zeitlich nacheinander auf verschiedene Orte einer Probe gerichtet und aus dem von den beaufschlagten Orten reflektierten und/oder emittierten Licht ein Bild der abgetasteten Ebene generiert wird. Erfindungsgemäß wird die Aufgabe dadurch gelöst, daß während der Ablenkung des Laserstrahles von Ort zu Ort eine Veränderung der spektralen Zusammensetzung und/oder der Intensität des Lichtes vorgenommen wird, während die Ablenkung ununterbrochen fortgesetzt wird. Dadurch wird erreicht, daß mindestens zwei nebeneinanderliegende Orte der Probe mit Licht unterschiedlicher Spektraleigenschaften und/oder mit Laserstrahlung unterschiedlicher Intensität beaufschlagt werden. Durch zeitweise Unterbrechung der Einkopplung des Laserlichtes während der Ablenkung des Mikroskopstrahlenganges ist es möglich, nur ausgewählte Abschnitte des Bildfeldes mit der Laserstrahlung zu beaufschlagen. Die Erfindung betrifft weiterhin ein Laser-Scan-Mikroskop zur Durchführung dieses Verfahrens.



DE 198 29 981 A 1

Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zur konfokalen Mikroskopie, bei dem Laserlicht verschiedener Spektralbereiche in einen in mindestens zwei Koordinaten abgelenkten Mikroskopstrahlengang eingekoppelt und zeitlich nacheinander auf Orte einer Probe gerichtet wird, wobei die Probe in mindestens einer Ebene Ort für Ort und Zeile für Zeile mit dem Laserlicht beaufschlagt und aus dem von den beaufschlagten Orten reflektierten und/oder emittierten Licht ein Bild der abgetasteten Ebene generiert wird. Die Erfindung bezieht sich weiterhin auf ein Laser-Scan-Mikroskop zur Durchführung dieses Verfahrens.

Während mit der konventionellen Lichtmikroskopie lediglich die optische Erfassung einer Abbildungsebene möglich ist, bietet die Konfokalmikroskopie als spezielle Weiterentwicklung der Lichtmikroskopie die Möglichkeit, Mikrostrukturen auch in der Z-Achse des Raumes abzubilden und zu vermessen. Mit dem Lichtmikroskop ist es beispielsweise nicht möglich, bei hoher Vergrößerung einen Eindruck von der räumlichen Struktur der rauen Oberfläche einer Probe zu erhalten, da jeweils nur ein kleiner Bereich der Probe scharf dargestellt werden kann, während in der Tiefe liegende Details der Oberfläche durch den hohen Streulichtanteil und die fehlende axiale Auflösung unscharf abgebildet werden.

Beim konfokalen Laser-Scan-Mikroskop dagegen wird das Streulicht weitestgehend eliminiert und nur die Strukturen werden abgebildet, die sich in der Fokusebene des Objektivs befinden. Wird die Strahlung auf unterschiedliche Ebenen fokussiert, so können aus der Abtastung dieser in Richtung der Z-Achse gestaffelten Ebenen dreidimensionale Bilder einer Probe berechnet werden.

Dazu wird eine erste Lochblende punktförmig verkleinert in die Objektebene abgebildet, wobei als Beleuchtungsquelle Laser dienen. Der punktförmige Laserstrahl wird mit Hilfe von Ablenkspiegeln rasterförmig Ort für Ort und Zeile für Zeile über die Probe bewegt. Durch das Mikroskopobjektiv hindurch wird das von der Probe reflektierte und/oder emittierte Licht auf eine zweite Lochblende fokussiert, die konjugiert zur ersten Lochblende angeordnet ist. Die Anordnung dieser beiden Lochblenden hat zur Folge, daß nur Informationen aus der Fokusebene zu einem oder mehreren Detektoren gelangen, die der zweiten Lochblende nachgeordnet sind.

Das Streulicht, das oberhalb und unterhalb des Fokus entsteht, wird durch die zweite Lochblende eliminiert. Die mit einer zweidimensionalen Ablenkung ermittelten Informationen aus mehreren übereinanderliegenden Abbildungsebenen werden gespeichert und zu Bildern weiterverarbeitet.

Dieses Prinzip der konfokalen Laser-Scan-Mikroskopie ist beispielsweise beschrieben in Schroth: "Konfokale Laser-Scanning-Mikroskopie, eine neue Untersuchungsmethode in der Materialprüfung", Zeitschrift Materialprüfung Jg. 39 (1997), Heft 6, Seiten 264 ff.

Weiterhin ist aus den "Mitteilungen für Wissenschaft und Technik", Band II, Nr. 1, Seiten 9 - 19, Juni 1995 bekannt, als Beleuchtungsquelle in Laser-Scan-Mikroskopen entweder einzelne Laser mit jeweils einer Wellenlänge oder auch "Multi-Line"-Mischgas-Laser mit einer Vielzahl von nutzbaren Wellenlängen zu verwenden. Damit wird die Möglichkeit eröffnet, neben den klassischen Kontrastverfahren Hellfeld, Phasenkontrast und Interferenzkontrast die Konfokalmikroskopie für die Fluoreszenztechnik zu nutzen. Dabei wird davon ausgegangen, daß unterschiedliche Fluorochrome, deren Anregungs- und Emissionswellenlängen in verschiedenen spektralen Bändern liegen, die Darstellung von Strukturen gleichzeitig in mehreren Floreszenzfärbun-

gen erlauben. So können in Abhängigkeit von den spektralen Eigenschaften verschiedener Farbstoffmoleküle neben morphologischen Informationen auch Aussagen über physiologische Parameter gewonnen werden. Nutzt man das Konfokalmikroskop für fluorometrische Verfahren, lassen sich Aufschlüsse über Veränderungen der Konzentration von Ionen und Molekülen ableiten. Hierbei sind auch Indikatoren von Bedeutung, die zusätzlich zur Intensitätsabhängigkeit eine Verschiebung des Anregungs- oder Emissionsspektrums zeigen und insofern eine Quantifizierung von Ionenkonzentrationen ermöglichen. Weiterhin wird in diesem Zusammenhang das Photo-Bleich-Verfahren vorgeschlagen, bei dem eine definierte Inhomogenität erzeugt wird, um über die Dynamik des sich anschließend einstellenden Gleichgewichtes Objektinformationen wie Fluidität und Diffusion erhalten zu können.

Aus der vorgenannten Veröffentlichung ist es bekannt, Ar-Kr-Laser zur Fluoreszenzanregung im sichtbaren Spektralbereich mit den Linien 488 nm, 568 nm und 647 nm einzusetzen. Diese Linien werden in einem Laserstrahl vereinigt und über Lichtleitfasern der Scan-Einrichtung zugeführt. Zur Anregung im DV-Bereich wird ein Ar-Laser der Wellenlängen 351 nm und 364 nm vorgeschlagen. Auch hierfür erfolgt die Einkopplung in die Scan-Einrichtung über Lichtleitfasern.

Die hier beschriebenen Verfahren und Anordnungen lassen sich zur Aufnahme von 3D-Datensätzen nutzen, die z. B. eine zuverlässige Zuordnung von räumlichen Zell- oder Gewebestrukturen innerhalb einer Mikroarchitektur oder die Lokalisation mehrerer Genorte in den Chromosomen bei FISH-Experimenten erlauben.

Allerdings besteht dabei der Nachteil, daß die jeweilige Probe über den gesamten Scan-Bereich mit der im Lasermodule erzeugten und in die Scan-Einrichtung eingekoppelten Laserstrahlung beaufschlagt wird. Damit ist der gesamte Scan-Bereich einer relativ hohen Strahlenbelastung ausgesetzt, was insbesondere bei der Untersuchung lebender Organismen zu unerwünschten Effekten und unzureichenden Ergebnissen führt.

Weiterhin besteht der Nachteil, daß bei Anregung der Probe mit unterschiedlichen Wellenlängen, etwa der vorgenannten Laserlinien, keine eindeutige Detektion und Bewertung der von einem bestimmten Ort einer Probe emittierten und/oder reflektierten Strahlung möglich ist, da der Effekt des gegenseitigen "Durchblutens" der einzelnen Spektrallinien auftritt.

Ausgehend davon liegt der Erfindung die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur Laser-Scan-Mikroskopie der vorbeschriebenen Art derart weiterzubilden, daß sowohl eine geringere Strahlenbelastung der Probe als auch eine präzisere Bild-Auswertung erzielt werden.

Erfindungsgemäß wird die Aufgabe dadurch gelöst, daß während der Ablenkung des Laserstrahles von Ort zu Ort eine Veränderung der spektralen Zusammensetzung und/oder der Intensität des Lichtes vorgenommen wird. Das erfolgt, indem entweder die Einkopplung einzelner oder mehrerer Spektralanteile oder auch die Einstrahlung des Lichtes insgesamt zeitweise unterbrochen wird oder indem zeitweise einzelne oder mehrere Spektralanteile zusätzlich in den Mikroskopstrahlengang eingekoppelt werden, während die Ablenkung des Mikroskopstrahlenganges ununterbrochen fortgesetzt wird.

Dadurch wird erreicht, daß mindestens zwei nebeneinander liegende Orte der Probe mit Licht unterschiedlicher Spektraleigenschaften und/oder mit Laserstrahlung unterschiedlicher Intensität beaufschlagt werden. Durch zeitweise Unterbrechung der Einkopplung des Laserlichtes während der Ablenkung des Mikroskopstrahlenganges ist es

möglich, nur ausgewählte Abschnitte des Bildfeldes mit der Laserstrahlung zu beaufschlagen.

Eine Schonung der Probe wird insofern erreicht, als lediglich die für die Bildauswertung relevanten Bereiche einer Probe mit Laserstrahlung höherer Intensität beaufschlagt werden.

In einer bevorzugten Ausgestaltungsvariante des erfindungsgemäßen Verfahrens ist vorgesehen, daß die spektrale Zusammensetzung und/oder die Intensität des Laserlichtes während der Abtastung mehrerer nebeneinanderliegender Orte, die so eine Abtastzeile bilden, geändert wird. Dabei kann die Ablenkung über die Orte dieser Zeile hinweg sowohl mehrfach in gleicher Richtung oder auch bidirektional erfolgen. Erfindungsgemäß ist beispielhaft vorgesehen, bei jedem Scan über die Orte dieser Zeile hinweg, unabhängig davon, ob dieser in gleicher Richtung oder entgegengesetzt erfolgt, die Veränderung der spektralen Zusammensetzung bzw. der Intensität immer in Bezug auf dieselben nebeneinander liegenden Orte dieser Zeile vorzunehmen, wodurch die Qualität der Bildauswertung erhöht wird, während der Energieeintrag in die Probe begrenzt bleibt. Hierdurch erreicht man zugleich, daß einzelne aneinandergrenzende Orte der Probe ohne den Effekt des gegenseitigen "Durchblutens" einzelner Spektralbereiche betrachtet werden können.

Die unterschiedliche spektrale Zusammensetzung der in den Mikroskopstrahlengang eingekoppelten Laserstrahlung erreicht man beispielsweise, indem die von mehreren Linienlasern etwa mit den Wellenlängen 633 nm, 568 nm, 543 nm, 514 nm, 488 nm und 458 nm bereitgestellte Strahlung nach Bedarf bzw. in Abhängigkeit von den Eigenschaften der auszuwertenden Probe mit einer einzelnen Wellenlänge, mit einer Auswahl mehrerer Einzelwellenlängen oder mit allen verfügbaren Einzelwellenlängen eingekoppelt wird. Neben dieser Strahlung im VIS-Bereich können weitere Wellenlängen im UV-Bereich, etwa 351 nm und 364 nm, zur Einkopplung bereitgestellt werden.

In bevorzugten Ausgestaltungen der Erfindung erfolgt die Einkopplung der Laserstrahlung in den Mikroskopstrahlengang polarisationserhaltend über Single-Mode-Fasern. Die Einstellung der jeweils zur Einstrahlung vorgesehenen Laserlinien auf eine gewünschte Helligkeit wird vorteilhafterweise mit einem akusto-optisch durchstimmbaren Filter (AOTF) vorgenommen, dem auch noch ein akusto-optischer Modulator (AOM) nachgeordnet sein kann. Die Anpassung der jeweiligen Laserwellenlänge an das jeweils in den Strahlengang gestellte Mikroskopobjektiv erfolgt sowohl für den UV- als auch für den VIS-Bereich durch variable Strahlkollimation.

Eine weitere bevorzugte Ausgestaltung des erfindungsgemäßen Verfahrens besteht darin, daß das von jedem einzelnen beaufschlagten Ort der Probe reflektierte und/oder emittierte Licht im Hinblick auf seine spektralen Eigenschaften und seine Intensität bewertet wird, wobei die Bewertung synchron zur Beaufschlagung desselben Ortes und unter Berücksichtigung der spektralen Zusammensetzung und/oder der Intensität des Laserlichtes erfolgt, mit dem dieser Ort beaufschlagt wurde. Damit bietet sich die Möglichkeit, den abgetasteten Abschnitt der Probe bezogen auf die einzelnen Orte auszuwerten, was zu einer sehr hohen Auflösung und zu einer höchstmöglichen Genauigkeit bei der Bildauswertung führt.

Im Rahmen der Erfindung liegt es ebenfalls, daß das von jedem einzelnen beaufschlagten Ort reflektierte und/oder emittierte Laserlicht mit mehreren Detektionskanälen detektiert wird, wobei die einzelnen Detektionskanäle zum Empfang unterschiedlicher Spektralanteile ausgelegt sind. Damit sind sehr gute Bedingungen für die Untersuchung von Multifluoreszenzpräparaten gegeben, und es können über jeden

Detektionskanal identische optische Schnitte bei einer simultanen Aufnahme von Mehrfachfluoreszenzpräparaten erzeugt werden.

In diesem Zusammenhang ist erfindungsgemäß vorgesehen, daß die spektrale Zusammensetzung und/oder die Intensität des in den Mikroskopstrahlengang eingekoppelten Laserlichtes der Anregungsstrahlung eines in der Probe enthaltenen oder auf die Probe aufgetragenen Fluoreszenzfarbstoffes entspricht und die einzelnen Detektionskanäle für den Empfang der vom Fluoreszenzfarbstoff ausgehenden Emissionsstrahlung ausgelegt sind. Damit ist es möglich, Laserlicht zur Anregung unterschiedlicher Fluoreszenzfarbstoffe zu erzeugen und aus der Detektion Rückschlüsse auf die Verteilung dieser Fluoreszenzfarbstoffe auf bzw. in der Probe zu ziehen.

Eine weitere sehr bevorzugte Ausgestaltung der Erfindung besteht darin, daß permanent eine Bewertung der spektralen Zusammensetzung und/oder der Intensität des eingekoppelten Laserlichtes vorgenommen wird und eine mathematische Verknüpfung der Bewertungsergebnisse der auf einen bestimmten Ort gerichteten Laserstrahlung mit den Bewertungsergebnissen des von diesem Ort reflektierten und/oder emittierten Lichtes erfolgt. Im Ergebnis dieser Verknüpfung kann beispielsweise die Ablenkposition des Mikroskopstrahlenganges für zwei nebeneinanderliegende Orte ermittelt nach den Koordinaten x, y, z bestimmt werden, für die bei der Auswertung über einen vorgegebenen Schwellwert hinausgehende Unterschiede der spektralen Eigenschaften des Lichtes nachweisbar sind, das von diesen Orten reflektiert und/oder emittiert wird, woraus auf das Vorhandensein einer optischen Grenzschicht zwischen diesen beiden Orten zu schließen ist. Diese Ablenkpositionen werden erfindungsgemäß gespeichert und der Berechnung von Flächen und/oder Volumina zugrunde gelegt, die von optischen Grenzschichten innerhalb der Probe umschlossen sind.

Mit den so gewonnenen und gespeicherten Ablenkpositionen ist es außerdem möglich, Stellsignale für die spektrale Zusammensetzung und/oder der Intensität des Laserlichtes für die Beaufschlagung dieser Orte bei einem nachfolgenden Abtastzyklus zu ermitteln und vorzugeben, womit eine selbsttätige Optimierung bei der Bildauswertung unter Berücksichtigung der optischen Eigenschaften der Probe bzw. des Fluoreszenzfarbstoffes erzielt wird.

Insbesondere ist das erfindungsgemäße Verfahren vorteilhaft für das sogenannte Photobleichen nutzbar. Dabei wird während der Abtastung ein ausgewähltes Areal einer Probe zunächst mit einer verhältnismäßig hohen Strahlungsintensität beaufschlagt und dadurch ein Bleichvorgang ausgelöst. Mit den unmittelbar nachfolgenden Abtastzyklen werden die einsetzenden Reaktionen optisch erfaßt und ausgewertet, woraus Informationen über die sofort nach dem Bleichvorgang in der Probensubstanz ablaufenden dynamischen Prozesse, wie Diffusion und Transportprozesse, gewonnen werden können.

Hierzu muß die Abtastung mit sehr hoher Zeitauflösung erfolgen, was erfindungsgemäß mit der hinreichend schnellen, synchron zur Strahlablenkung erfolgenden Umschaltung zwischen unterschiedlichen Intensitäten und unterschiedlichen spektralen Zusammensetzungen des auf einzelne Orte der Probe treffenden Lichtes erreicht wird.

Die schnelle Umschaltung zwischen unterschiedlichen Intensitäten und unterschiedlichen spektralen Zusammensetzungen der Laserstrahlung wird mit einem akusto-optisch durchstimmbaren Filter (AOTF) vorgenommen, der sinngemäß, jedoch wesentlich schneller, die Funktion verschiedener im Strahlengang gegeneinander austauschbarer Filter übernimmt und darüberhinaus auch noch einzelne Laser-Li-

nien bzw. beliebige Kombinationen von Linien mit hoher zeitlicher Dynamik in der Intensität modulieren kann.

Funktionsweise und Anwendung des AOTF sind beispielsweise ausführlich beschrieben in: String, Kenneth, R.: "Wavelength Selection for Illumination in Fluorescence Microscopy", NIH, LKEM, Building 10/6N309, Bethesda, MD 20892, April 1993. Weiterhin sind konkrete Anwendungsbeispiele für AOTF in den US-Patenten US 5,444,528, US 5,377,003 und US 5,216,484 dargelegt.

Die Zeitsynchronität zwischen der Ansteuerung des AOTF zur Modulation der Laserstrahlung und der Ansteuerung der Scan-Einrichtung zur Strahlablenkung wird dadurch erzielt, daß den von der Ansteuereinrichtung an die Scan-Einrichtung ausgegebenen Steuersignalen jeweils bestimmte Steuersignale für den AOTF zugeordnet werden. So erfolgen die Ansteuerung der Scan-Einrichtung und die Ansteuerung des AOTF stets synchron, d. h. der Ausgabe eines Steuerimpulses für die Scan-Einrichtung sind zeitlich stets auch Steuerimpulse für den AOTF angefügt.

Das bedeutet andererseits, daß jeder Ablenkposition und damit jedem Ort der Probe eine charakteristische Intensität und/oder spektrale Zusammensetzung des Lichtes zugeordnet werden kann.

Dazu sind die Schaltungsanordnungen zur Ausübung des Verfahrens im Hinblick auf sehr kurze Laufzeiten der Steuerimpulse von der Ausgabe bis zur Umschaltung der Strahlmodulation durch den AOTF optimiert. Diese liegen im Bereich von < 10 ms. Eine Verfahrensvariante besteht darin, bei der Ansteuerung des AOTF bzw. der Scan-Einrichtung Vorhalte- bzw. Vorlaufzeiten für die Umschaltung der Intensität und Spektralzusammensetzung und/oder für die Ablenkung vorauszuberechnen, damit genau der vorgesehene Ort auch mit der vorgesehenen Strahlungsintensität und spektralen Zusammensetzung beaufschlagt wird.

Die Erfindung bezieht sich weiterhin auf ein Laser-Scan-Mikroskop zur Durchführung der vorgenannten Verfahrensschritte, mit einem Lasermodul zur Erzeugung von Laserlicht mit verschiedenen auswählbaren Spektralanteilen, mit Single-Mode-Fasern zur Einkopplung des Laserlichtes in den Mikroskopstrahlengang, mit einer mindestens zweidimensional ablenkenden Scan-Einrichtung, mit einem Mikroskopobjektiv, welches das Laserlicht auf eine Probe fokussiert, mit mehreren Detektoren für den Empfang verschiedener Spektralanteile des von der Probe reflektierten und/oder emittierten Lichtes und mit einer Auswerteschaltung, die den Ausgängen der Detektoren nachgeschaltet ist.

Erfindungsgemäß sind in einem solchen Laser-Scan-Mikroskop im Lasermodul mehrere einzeln ansteuerbare Einzel- und/oder Multiwellenlängenlaser vorgesehen, dem Lasermodul ist ein Strahlvereiniger, ein akusto-optisch drehbarer Filter (AOTF) und/oder ein akusto-optischer Modulator (AOM) nachgeschaltet, den Single-Mode-Fasern sind Kollimationsoptiken nachgeordnet, deren Abstände zum jeweiligen Faserende veränderbar sind und die mit ansteuerbaren Stelleinrichtungen gekoppelt sind. Als Detektoren sind Photomultiplier (PMT) vorgesehen, von denen jeweils einer einem Reflexions- oder Emissionsband und somit einem Detektionskanal zugeordnet ist. Zur Aufzweigung der von der Probe ausgehenden Strahlung in die einzelnen Detektionskanäle sind auf Teilerrädern angeordnete und durch Drehung der Teilerräder gegeneinander austauschbare Filter und/oder Farbteiler vorhanden, wobei jedes Teilerrad ebenfalls mit einer ansteuerbaren Stelleinrichtung gekoppelt ist. Des weiteren sind die Steuereingänge des Lasermoduls, des AOTF, des AOM, der Scan-Einrichtung sowie der Stelleinrichtungen für die Teilerräder und die Kollimationsoptiken mit den Ausgängen der Auswerteschaltung verbunden.

In einer Ausgestaltungsvariante des Laser-Scan-Mikroskops ist der auf die Probe gerichtete Mikroskopstrahlengang aufgezweigt und einer der Zweige auf einen optoelektronischen Empfänger gerichtet, dessen Ausgang ebenfalls mit der Ansteuereinheit verbunden ist.

Weiterhin ist in einer bevorzugten Ausgestaltungsvariante vorgesehen, daß in der Auswerteschaltung eine mathematische Verknüpfung der Ausgangssignale des optoelektronischen Empfängers mit den Ausgangssignalen der PMT und/oder mit den Ablenssignalen für die Scan-Einrichtung erfolgt, wobei am Ausgang der Auswerteschaltung optimierte Stellsignale für das Lasermodul, das AOTF, dem AOM, die Scan-Einrichtung und für die Stelleinrichtung zur Verfügung gestellt werden.

Die Erfindung soll nachfolgend anhand eines Ausführungsbeispiels näher erläutert werden. In den dazugehörigen Zeichnungen zeigen

Fig. 1 den prinzipiellen Aufbau eines Laser-Scan-Mikroskops

Fig. 2 das Prinzip der Ablenkung des Laserlichtes über die einzelnen Orte einer Probe.

In **Fig. 1** ist ein Lasermodul **1** dargestellt, das mit den Lasern **2, 3** und **4** zur Erzeugung von Laserlicht im sichtbaren Bereich mit den Wellenlängen 633 nm, 543 nm und 458 nm ausgestattet ist. Die von diesen Lasern ausgehende Strahlung wird über mehrere Strahlvereiniger **5**, ein AOTF **6** und eine Faser **7** in eine Scan-Einrichtung **8** eingekoppelt, die mit einer in den Koordinaten x und y strahlablenkenden Einheit **9** ausgestattet ist.

In einem zweiten Lasermodul **10** ist ein UV-Laser vorgesehen, dessen Licht über ein AOTF **11** und eine Lichtleitfaser **12** in die Scan-Einrichtung **8** eingekoppelt wird.

In beiden Strahlengängen sind den Lichtleitfasern **7** und **12** Kollimationsoptiken **13** nachgeordnet, deren Abstände zum jeweiligen Faserende veränderbar sind und die zu diesem Zweck mit einer ansteuerbaren Stelleinrichtung (zeichnerisch nicht dargestellt) gekoppelt sind.

Von der strahlablenkenden Einrichtung **9** wird die Laserstrahlung durch ein Scan-Objektiv **14** in den Strahlengang des vereinfacht dargestellten Mikroskops **15** eingekoppelt und hier auf eine Probe **16** gerichtet. Dabei passiert die Laserstrahlung eine Tubuslinse **17**, einen Strahlteiler **18** und das Mikroskopobjektiv **19**.

Das von dem jeweils beaufschlagten Ort der Probe reflektierte und/oder emittierte Licht gelangt durch das Mikroskopobjektiv **19** zurück zur strahlablenkenden Einrichtung **9**, passiert danach einen Strahlteiler **20** und wird mit Hilfe der Abbildungsoptik **21** nach Aufzweigung in mehrere Detektionskanäle **22** auf Photomultiplier **23** gerichtet, von denen jeweils einer einem der Detektionskanäle **22** zugeordnet ist. Zum Zweck der Aufzweigung in die einzelnen Detektionskanäle **22** wird das Licht von einem Umlenkprisma **24** auf dichroitische Strahlteiler **25** gerichtet. In jedem Detektionskanal **22** sind sowohl in Richtung als auch senkrecht zur Strahlungsrichtung verstellbare und in ihren Durchmessern veränderbare Pinholes **26** sowie Emissionsfilter **27** vorgesehen.

Die Ausgänge der Photomultiplier **23** führen zu den Signaleingängen einer Auswerteschaltung **28**, die ihrerseits mit einer Ansteuereinrichtung **29** verbunden ist. Die Ausgänge der Ansteuereinrichtung **29** sind mit den Signaleingängen der Lasermodule **1** und **10** sowie mit Signaleingängen der Stelleinrichtungen zur Beeinflussung der Position von optischen Elementen bzw. Baugruppen, wie beispielsweise der Position der Kollimationsoptiken **13**, der Pinholes **26** u. a. verbunden (im Detail nicht dargestellt).

Beispielhaft ist die in die Scan-Einrichtung **8** eingekoppelte Laserstrahlung durch einen Strahlteiler **30** verzweigt,

wobei einer der Zweige auf einen optoelektronischen Empfänger 31 gerichtet ist, dem mehrere auf Filterrädern angeordnete und durch Drehung der Filterräder gegeneinander austauschbare Linienfilter 32 und ebenso gegeneinander austauschbare Neutralfilter 33 vorgeordnet sind. Der Ausgang des Empfängers 31 liegt ebenfalls an einem Signaleingang der Auswerteschaltung 28. Die Filterräder, auf denen die Linienfilter 32 und die Neutralfilter 33 angeordnet sind, sind mit Stelleinrichtungen gekoppelt, deren Steuereingänge mit Signalausgängen der Ansteuereinrichtung 29 verbunden sind (zeichnerisch nicht dargestellt).

Beim Betreiben des Laser-Scan-Mikroskops wird die optische Achse 38 des Mikroskopstrahlenganges durch die Scan-Einrichtung 8, wie in Fig. 2 symbolisch dargestellt, in Richtung der Koordinate X von Ort zu Ort und in Richtung der Koordinate Y von Zeile zu Zeile rasterförmig über eine zu scannende Objektebene 34 geführt, in der das auszuwertende Detail 35 einer Probe liegt.

Nach dem Stand der Technik wurde bisher Laserlicht mit während des Scannens gleichbleibender spektraler Zusammensetzung bzw. Intensität in den Mikroskopstrahlengang eingekoppelt, was dazu geführt hat, daß insbesondere bei hochauflösenden Strukturuntersuchungen an extrem kontrastarmen Objekten, beispielsweise einzelnen Zellen, Organellen, Organismen oder Parasiten, durchgängig eine hohe Strahlenbelastung erforderlich war, um Bilder mit ausreichendem Hellfeld- oder Phasenkontrast zu erhalten.

Um nun die Strahlenbelastung reduzieren und die Qualität der Bildauswertung trotzdem erhöhen zu können, ist erfindungsgemäß vorgesehen, daß während der Abtastung einer Zeile und/oder der Objektebene 34 die Einkopplung einzelner oder mehrerer Spektralanteile, gegebenenfalls auch des gesamten Spektrums, zeitweise unterbrochen wird oder, alternativ hierzu, einzelne bzw. mehrere Spektralanteile zeitweise zusätzlich eingekoppelt werden.

Während der Änderung der spektralen Zusammensetzung bzw. der Intensität des Laserlichtes bleibt die strahlableitende Einrichtung 9 ununterbrochen in Tätigkeit. Auf diese Weise wird erreicht, daß beispielsweise die Orte 36 und 37 innerhalb einer Abtastzeile bzw. innerhalb der abzutastenden Probe unterschiedlich beaufschlagt werden. Damit ist es möglich, die Orte 37, die sich innerhalb des auszuwertenden Details 35, beispielsweise einer Zelle, befinden, einer geringeren Strahlung auszusetzen.

Umgekehrt wird bei der Abtastung der Orte 37 eine Erhöhung der Intensität und/oder eine Veränderung des Spektrums der Laserstrahlung vorgenommen, sofern das wünschenswert ist, wie beispielsweise bei der Anwendung des erfindungsgemäßen Verfahrens zum Zweck des Photobleichens, wobei es darauf ankommt, ausgewählte Areale der Probe mit einer sehr hohen Strahlungsintensität zu beleuchten, um unmittelbar danach die dann einsetzenden dynamischen Prozesse verfolgen zu können.

Mit dem erfindungsgemäßen Verfahren und mit der erfindungsgemäßen Anordnung ist es weiterhin möglich, das von jedem einzelnen der beaufschlagten Orte 36 und 37 reflektierte und/oder emittierte Licht in den einzelnen Detektionskanälen 22 zu empfangen, wobei die einzelnen Detektionskanäle 22 jeweils zum Empfang unterschiedlicher Spektralanteile des vom jeweiligen Ort ausgehenden Lichtes modifiziert sind.

Eine Besonderheit des erfindungsgemäßen Verfahrens besteht darin, daß die Detektion und die Auswertung des von jedem beaufschlagten Ort ausgehenden Lichtes synchron zur Beaufschlagung des betreffenden Ortes erfolgt. Insofern kann für jeden einzelnen der Orte 36 und 37 der Probe die Anregungswellenlänge und die Emissionswellenlänge bewertet werden, woraus Schlußfolgerungen auf die Eigen-

schaften der Probe genau an dem betrachteten Ort herleitbar sind.

Mit der erfindungsgemäßen Anordnung ist es weiterhin möglich, anhand der von dem optoelektronischen Empfänger 31 abgegebenen Signale permanent die Zusammensetzung und die Intensität des Laserlichtes zu kontrollieren, das auf die Probe gerichtet ist und diese Signale zum Ausgleich selbst kleinster Intensitätsschwankungen über die Ansteuereinrichtung 29 zu nutzen.

Mit einer in die Auswerteschaltung 28 integrierten Rechenschaltung wird jeweils die Anregungsstrahlung und Emissionsstrahlung bewertet, die auf ein und denselben Ort bezogen ist. Auf diese Weise ist exakt feststellbar, ob bei der Ablenkung der Laserstrahlung von einem Ort zum anderen, beispielsweise von unmittelbar benachbarten Orten 36 und 37, eine Änderung der Emissionswellenlänge oder der Intensität der emittierten Strahlung zu verzeichnen ist, die in ihrem Ausmaß über einen vorgegebenen Schwellwert hinausgeht. Sofern das der Fall ist, kann auf das Vorhandensein einer optischen Grenzschicht bei den benachbarten Orten 36 und 37 geschlossen werden.

Da für diese Orte 36, 37 wie für jeden anderen abgetasteten Ort der Probe auch die Daten der Ablenkpositionen in der Ansteuereinrichtung 29 und/oder der Auswerteschaltung 28 verfügbar sind, läßt sich mit dem erfindungsgemäßen Verfahren anhand relevanter Ablenkpositionen der Verlauf derartiger optischer Grenzschichten ermitteln und unter Zugrundelegung dieser Ablenkpositionen schließlich die Fläche bzw. das Volumen berechnen, das von den optischen Grenzschichten eingeschlossen ist.

Es sei der Vollständigkeit halber darauf hingewiesen, daß die in Fig. 2 dargestellte Objektebene 34 sich lediglich auf eine Abtastebene der Probe bezieht. Selbstverständlich ist es möglich, mehrere Ebenen der Probe abzutasten, indem die Laserstrahlung auf unterschiedliche Koordinaten in z-Richtung, d. h. senkrecht zur dargestellten Fläche, fokussiert wird.

Bezugszeichenliste

- 1 Lasermodule
- 2-4 Laser
- 5 Strahlvereiniger
- 6 AOTF
- 7 Lichtleitfaser
- 8 Scan-Einrichtung
- 9 Strahlableitende Einrichtung
- 10 Lasermodule
- 11 AOTF
- 12 Fasern
- 13 Kollimationsoptik
- 14 Scanobjektiv
- 15 Mikroskop
- 16 Probe
- 17 Tubuslinse
- 18, 20 Strahlteiler
- 19 Mikroskopobjektiv
- 21 Abbildungsobjektiv
- 22 Detektionskanäle
- 23 Photo-Multiplier (PMT)
- 24 Umlenkprisma
- 25 dichroitische Strahlteiler
- 26 Pinholes
- 27 Emissionsfilter
- 28 Auswerteeinheit
- 29 Ansteuereinrichtung
- 30 Strahlteiler
- 31 optoelektronischer Empfänger

- 32 Linienfilter
 33 Neutralfilter
 34 Objektfeld
 35 Detail
 36, 37 Orte
 38 Optische Achse des abgelenkten Mikroskopstrahlenganges

Patentansprüche

1. Verfahren zur konfokalen Mikroskopie, bei dem Laserlicht verschiedener Spektralbereiche in einen in mindestens zwei Koordinaten abgelenkten Mikroskopstrahlengang eingekoppelt und zeitlich nacheinander auf Orte einer Probe gerichtet wird, wobei die Probe in mindestens einer Ebene Ort für Ort und Zeile für Zeile mit dem Laserlicht beaufschlagt und aus dem von den beaufschlagten Orten reflektierten und/oder emittierten Licht ein Bild der abgetasteten Ebene generiert wird, **dadurch gekennzeichnet**, daß die spektrale Zusammensetzung und/oder die Intensität des in den Mikroskopstrahlengang eingekoppelt Laserlichtes verändert wird, während die Ablenkung ununterbrochen fortgesetzt wird, wodurch mindestens zwei nebeneinanderliegende Orte der Probe mit Licht unterschiedlicher Spektraleigenschaften und/oder unterschiedlicher Intensität beaufschlagt werden.
2. Verfahren zur konfokalen Mikroskopie nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß die spektrale Zusammensetzung und/oder die Intensität des Laserlichtes während der Ablenkung durch zeitweise zusätzliche Einkopplung einzelner oder mehrerer Spektralanteile oder durch zeitweises Unterbrechen der Einkopplung einzelner oder mehrerer Spektralanteile verändert wird.
3. Verfahren zur konfokalen Mikroskopie nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß die Einkopplung des Laserlichtes während der Ablenkung zeitweise unterbrochen wird.
4. Verfahren zur konfokalen Mikroskopie nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die Änderung der spektralen Zusammensetzung und/oder der Intensität des Laserlichtes während der Ablenkung auf Orte erfolgt, die in einer Zeile nebeneinanderliegen, wodurch mindestens Orte dieser Zeile mit Laserstrahlung unterschiedlicher Spektraleigenschaften und/oder unterschiedlicher Intensität beaufschlagt werden.
5. Verfahren zur konfokalen Mikroskopie nach Anspruch 2, dadurch gekennzeichnet, daß die in einer Zeile nebeneinanderliegenden Orte mehrfach mit dem eingekoppelten Laserlicht beaufschlagt und dabei stets dieselben Orte Laserlicht mit unterschiedlicher spektraler Zusammensetzung und/oder mit unterschiedlicher Intensität ausgesetzt werden.
6. Verfahren zur konfokalen Mikroskopie nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß Spektralanteile mit den Wellenlängen $\lambda_{A1} = 633 \text{ nm}$, $\lambda_{A2} = 568 \text{ nm}$, $\lambda_{A3} = 543 \text{ nm}$, $\lambda_{A4} = 514 \text{ nm}$, $\lambda_{A5} = 488 \text{ nm}$ und/oder $\lambda_{A6} = 458 \text{ nm}$ im VIS-Bereich sowie mit den Wellenlängen $\lambda_{A7} = 351 \text{ nm}$ und/oder $\lambda_{A8} = 364 \text{ nm}$ im UV-Bereich zeitweise zusätzlich eingekoppelt werden oder deren Einkopplung zeitweise unterbrochen wird.
7. Verfahren zur konfokalen Mikroskopie nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß das von jedem einzelnen beaufschlagten Ort der Probe reflektierte und/oder emittierte Licht im Hinblick

auf seine spektralen Eigenschaften und seine Intensität bewertet wird, wobei die Bewertung zeitlich synchron zur Beaufschlagung desselben Ortes und unter Berücksichtigung der spektralen Zusammensetzung und/oder der Intensität des Laserlichtes erfolgt, mit dem dieser Ort beaufschlagt wurde.

8. Verfahren zur konfokalen Mikroskopie nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß das von jedem einzelnen beaufschlagten Ort reflektierte und/oder emittierte Laserlicht mit mehreren Detektionskanälen detektiert wird, wobei die einzelnen Detektionskanäle zum Empfang unterschiedlicher Spektralanteile ausgelegt sind.

9. Verfahren zur konfokalen Mikroskopie nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß die spektrale Zusammensetzung und/oder die Intensität des in den Mikroskopstrahlengang eingekoppelten Laserlichtes der Anregungsstrahlung eines in der Probe enthaltenen oder auf die Probe aufgetragenen Fluoreszenzfarbstoffes entspricht und die einzelnen Detektionskanäle zum Empfang der vom Fluoreszenzfarbstoff ausgehenden Emissionsstrahlung ausgelegt sind.

10. Verfahren zur konfokalen Mikroskopie nach einem der vorgenannten Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, daß eine mathematische Verknüpfung von Daten, die die spektrale Zusammensetzung und/oder die Intensität des auf einen Ort gerichteten Laserlichtes charakterisieren, von Daten der Bewertungsergebnisse des von demselben Ort reflektierten und/oder emittierten Lichtes und der diesem Ort entsprechenden Ablenkepositionen zum Zweck der Bestimmung der von ausgewählten Orten eingegrenzten Flächen und/oder Volumina und/oder zur Ermittlung von Stellsignalen für die Änderung der spektralen Zusammensetzung und/oder der Intensität des auf diesen Ort zu richtenden Laserlichtes vorgenommen wird.

11. Laser-Scan-Mikroskop zur Durchführung des Verfahrens nach einem der vorgenannten Ansprüche, mit einem Lasermodul zur Erzeugung von Laserlicht mit verschiedenen auswählbaren Spektralanteilen, mit Single-Mode-Fasern zur Einkopplung des Laserlichtes in den Mikroskopstrahlengang, mit einer mindestens zweidimensional ablenkenden Scan-Einrichtung, mit einem Mikroskopobjektiv, welches das Laserlicht auf eine Probe fokussiert, mit mehreren Detektoren für den Empfang verschiedener Spektralanteile des von der Probe reflektierten und/oder emittierten Lichtes und mit einer Auswerteschaltung, die den Ausgängen der Detektoren nachgeschaltet ist, dadurch gekennzeichnet,

- daß im Lasermodul mehrere einzeln ansteuerbare Einzel- und/oder Multiwellenlängenlaser, ein akusto-optisch beeinflussbarer Filter (AOTF) und/oder ein akustooptischer Modulator (AOM) vorgesehen sind,
- daß als Detektoren Photomultiplier (PMT) und zur Aufzweigung der von der Probe ausgehenden Reflexions- und/oder Emissionsstrahlung in einzelne Detektionskanäle auf ansteuerbaren Wechseleinrichtungen angeordnete und gegeneinander austauschbare Farbleiter vorgesehen sind und
- daß die Steuereingänge des Lasermodules, der Scan-Einrichtung sowie der Wechseleinrichtungen mit den Ausgängen der Auswerteschaltung verbunden sind.

12. Laser-Scan-Mikroskop nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, daß ein Strahlungsanteil des in

den Mikroskopstrahlengang eingekoppelten Laserlichtes auf einen optoelektronischen Empfänger gerichtet ist, dessen Ausgang mit der Auswerteschaltung in Verbindung steht.

13. Laser-Scan-Mikroskop nach einem der Ansprüche 11 oder 12, dadurch gekennzeichnet, daß in der Auswerteschaltung eine mathematische Verknüpfung der Ausgangssignale des optoelektronischen Empfängers mit den Ausgangssignalen der PMT und/oder mit den Ablenssignalen für die Scan-Einrichtung vorgesehen ist.

Hierzu 2 Seite(n) Zeichnungen

15

20

25

30

35

40

45

50

55

60

65

- Leerseite -

THIS PAGE BLANK (USPTO)

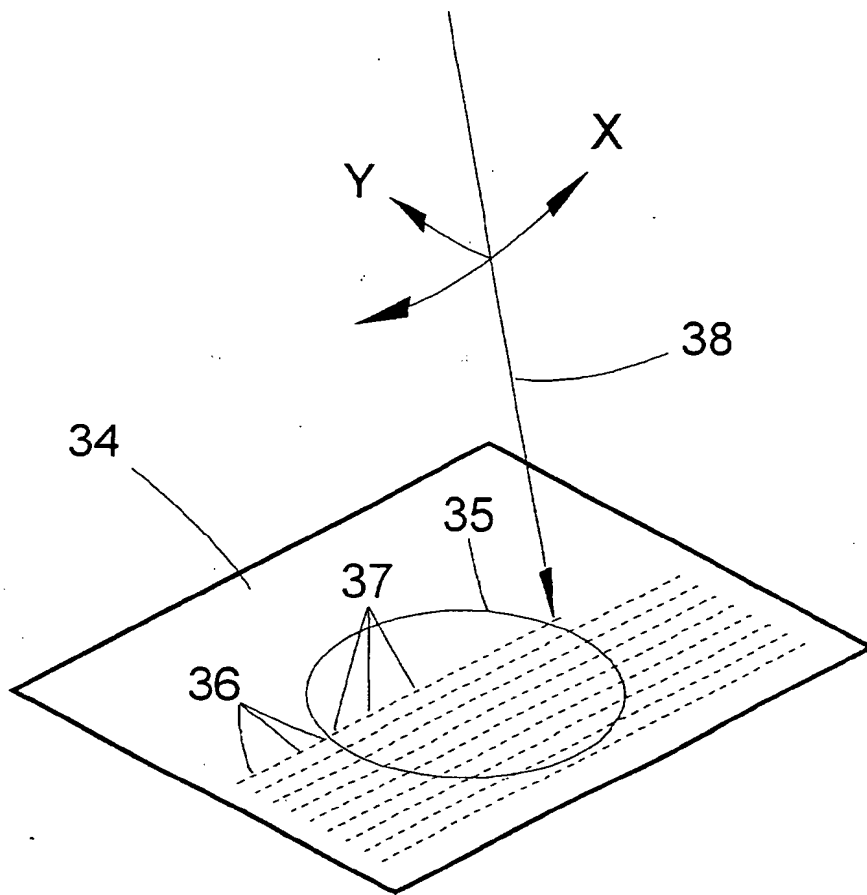


Fig.2

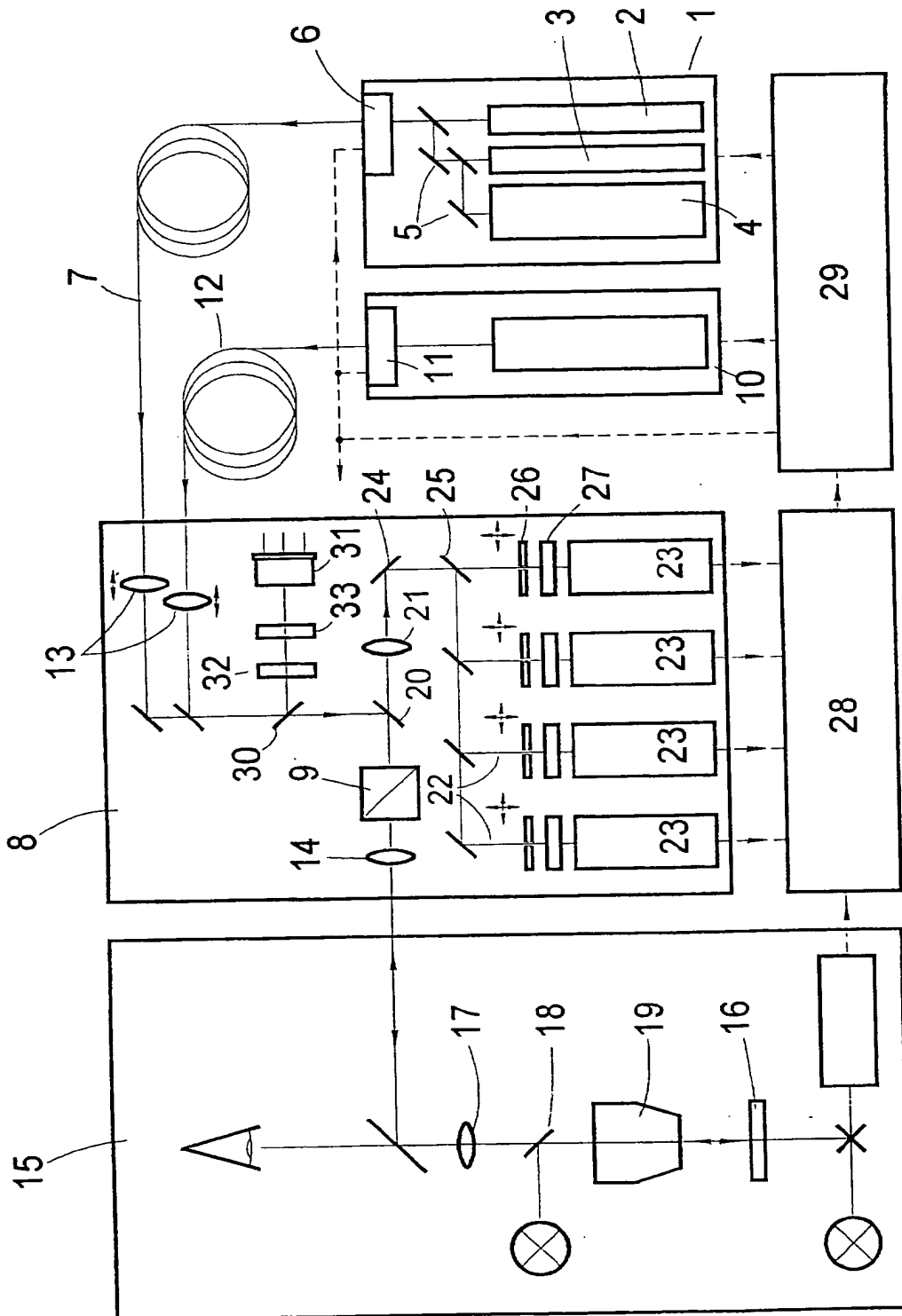


Fig.1